

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-065693

(43)Date of publication of application : 05.03.2002

A61B 18/12
A61B 19/00

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

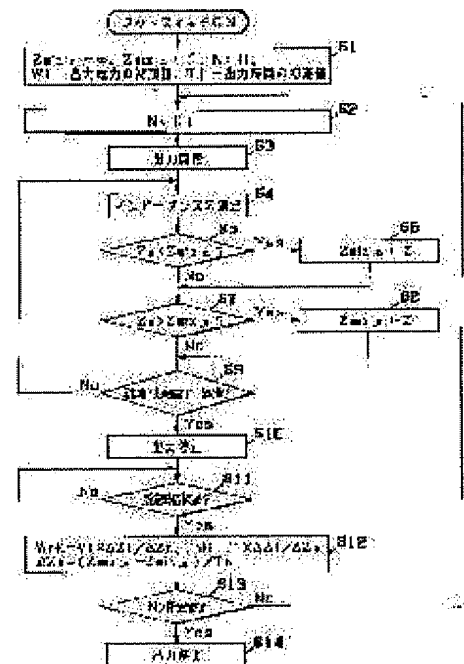
(72)Inventor : HARANO KENJI
OYAMA MASAHIDE
HIJII KAZUYA
HATTA SHINJI
YAMAUCHI KOJI

(54) ELECTRIC OPERATION EQUIPMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an electric operation equipment which can take a measure to coagulate securely, prevent living body tissue from carbonizing, and reduce living body tissue's adhesion to an electrode.

SOLUTION: A control circuit generates a high-frequency current by an initial generating electric power W1 until an initial generating power time T1 which is an initial set value set beforehand elapses, and stops the generation for a prescribed time when the initial generating power time T1 elapses. Then a second set value is calculated by an obtained impedance Z1, the control circuit generates a high-frequency current by a generating electric power W2 until a generating power time T2 which is a second set value elapses, and stops the generation for a prescribed time when the generating power time T2 elapses. The next n+1 set value is calculated by an obtained impedance Zn. The control circuit generates and stops repeatedly, regarding the generating electric power as Wn+1 and the generating power time as Tn+1, until the generating frequency N reaches a prescribed frequency set beforehand, and stops the generation when the generating frequency N reaches the prescribed frequency.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-65693
(P2002-65693A)

(43) 公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト* (参考)
A 6 1 B 18/12		A 6 1 B 19/00	5 0 2 4 C 0 6 0
19/00	5 0 2	17/39	3 2 0
			3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2000-265534(P2000-265534)

(22) 出願日 平成12年9月1日(2000.9.1)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 原野 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 大山 雅英

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

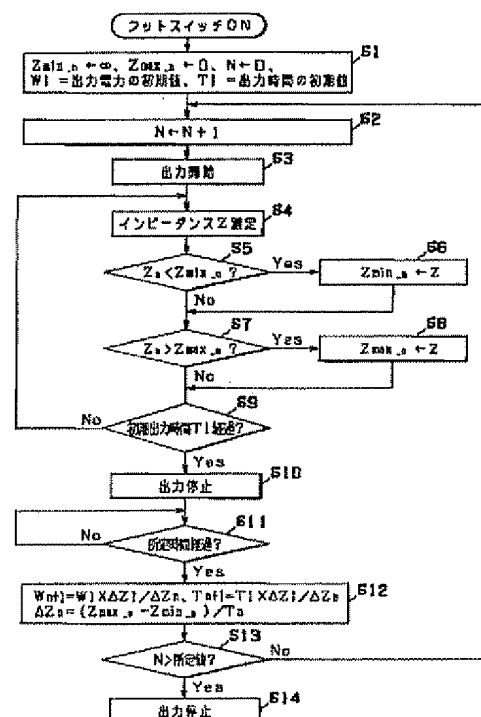
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気手術装置

(57) 【要約】

【課題】 確実に凝固処置を行いつつ生体組織の炭化を防止し、生体組織の電極への付着を軽減可能な電気手術装置を実現する。

【解決手段】 制御回路は、予め設定された初期値である初期出力時間T1を経過するまで初期出力電力W1による高周波電流を出力させ、出力時間がT1を経過すると、出力を所定時間停止させる。次に、得られたインピーダンスZ1により次の第2の設定値を計算し、この第2の設定値である出力時間T2を経過するまで出力電力W2による高周波電流を出力させ、出力時間がT2を経過すると、出力を所定時間停止させる。そして、得られたインピーダンスZnにより、次の第n+1の設定値を計算し、出力電力をWn+1、出力時間をTn+1として、出力回数Nが予め設定された所定回数に達するまで出力/停止の動作を繰り返し、出力回数Nが所定回数に達すると出力を停止する制御を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 手術具に供給する高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流発生手段で発生した前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、前記出力変更手段を制御して前記高周波電流が出力／停止を繰り返すように前記高周波電流の出力を可変させると共に、前記高周波電流の大きさを前記出力／停止の繰り返しに伴って変化させる制御手段と、を具備したことを特徴とする電気手術装置。

【請求項 2】 前記手術具で処置される生体組織の凝固状態を判断可能な凝固状態判断手段を備え、前記高周波電流の大きさが前記凝固状態判断手段からの情報により決定されることを特徴とする請求項 1 に記載の電気手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、電気手術装置、更に詳しくは高周波電流の出力制御部分に特徴のある電気手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】一般に、電気メス等の電気手術装置は、外科手術あるいは内科手術で生体組織の切開や凝固、止血等の処置を行う際に用いられる。このような電気手術装置は、高周波電流を発生する高周波焼灼電源と、この高周波焼灼電源に接続される手術具とから構成され、前記手術具を患者の生体組織に接触させて高周波焼灼電源から手術具を介して高周波電流を生体組織に供給し、生体組織に対して切開や、凝固、止血等の処置を施すものである。

【0003】上述した電気手術装置は従来より種々提案されており、例えば特開平 8-98845 号公報に記載の電気手術装置は、凝固処置する生体組織の炭化を防止し、生体組織の電極への付着を防止するため、凝固処置の終了を組織インピーダンスより判定し、高周波電流の出力を停止するものが提案されている。

【0004】また、特開平 10-225462 号公報に記載の電気手術装置は、上記特開平 8-98845 号公報に記載の電気手術装置と同様の目的を達成するため、凝固処置の終了の判定を行った後、高周波電流の出力を低下させ、凝固終了の判定後、術者が凝固処置不十分と判断した場合、処置を継続できるようにしたものが提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記特開平 8-98845 号公報や特開平 10-225462 号公報に記載の電気手術装置は、凝固処置する生体組織の体積が極端に大きい場合、十分な凝固力を得るために出力を上げる必要があり、完全に生体組織の炭化を防止し、生体組織の電極への付着を防止することはできなかった。

【0006】本発明はこれらの事情に鑑みてなされたものであり、確実に凝固処置を行いつつ生体組織の炭化を防止し、生体組織の電極への付着を軽減可能な電気手術装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の請求項 1 の電気手術装置は、手術具に供給する高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流発生手段で発生した前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、前記出力変更手段を制御して前記高周波電流が出力／停止を繰り返すように前記高周波電流の出力を可変させると共に、前記高周波電流の大きさを前記出力／停止の繰り返しに伴って変化させる制御手段と、を具備したことを特徴としている。また、本発明の請求項 2 は、請求項 1 の電気手術装置において、前記手術具で処置される生体組織の凝固状態を判断可能な凝固状態判断手段を備え、前記高周波電流の大きさが前記凝固状態判断手段からの情報により決定されることを特徴としている。この構成により、確実に凝固処置を行いつつ生体組織の炭化を防止し、生体組織の電極への付着を軽減可能な電気手術装置を実現する。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第 1 の実施の形態）図 1 ないし図 11 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明の第 1 の実施の形態の電気手術装置の全体構成を説明する外観構成図、図 2 は図 1 の高周波焼灼電源の構成を示す回路ブロック図、図 3 は高周波電力と生体組織の組織温度及び組織インピーダンスの時間に対する関係を示す第 1 のグラフ、図 4 は高周波電流を断続的に出力する際の高周波電力と生体組織の組織温度及び組織インピーダンスの時間に対する関係を示す第 2 のグラフ、図 5 は図 2 に示される制御回路の制御の流れを示すフローチャート、図 6 は図 5 のフローチャートに従う高周波焼灼電源の動作を説明するグラフ、図 7 は第 1 の変形例を示す高周波焼灼電源の回路ブロック図、図 8 は図 7 の高周波焼灼電源の動作を説明するグラフ、図 9 は第 2 の変形例を示す高周波焼灼電源の回路ブロック図、図 10 は図 9 の高周波焼灼電源の動作を説明するグラフ、図 11 は第 3 の変形例を示す高周波焼灼電源の回路ブロック図である。

【0009】図 1 に示すように本実施の形態の電気手術装置 1 は、高周波焼灼電源 2 と、この高周波焼灼電源 2 から高周波電流を患者 4 の生体組織 4a に供給する手術具としての一对の電極 3 とから主に構成される。また、前記高周波焼灼電源 2 には、高周波電流の ON/OFF 制御を行うフットスイッチ 5 が接続されている。

【0010】前記一对の電極 3 は患者 4 の生体組織 4a を把持することで、電極 3 に把持された生体組織 4a に高周波電流を供給するようになっている。尚、電極 3 と

しては、単極、多極、何れの電極を用いても良い。

【0011】図2に示すように前記高周波焼灼電源2は、直流電流を供給する電源回路21と、前記電源回路21から直流電流を高周波電流に変換する高周波発生回路22と、前記高周波発生回路22に対して高周波電流の波形を制御する波形生成回路23と、前記高周波発生回路22からの高周波電流を前記電極3に出力する出力トランス24と、前記出力トランス24より出力される出力電流を検出する電流センサ25と、前記出力トランス24より出力される出力電圧を検出する電圧センサ26と、これら前記電流センサ25及び電圧センサ26により検出された電流値及び電圧値をA/D変換するA/Dコンバータ27と、前記A/Dコンバータ27でデジタル化された電流及び電圧データに基づいて前記電源回路21及び前記波形生成回路23を制御する制御回路28とから構成される。

【0012】前記制御回路28は、生体組織に供給される高周波電流の出力開始からの時間を計測するタイマ28aと、前記高周波電流の出力回数を計測するカウンタ28bとを有している。

【0013】尚、前記制御回路28は、得られた電流及び電圧データ、インピーダンス、生体組織の温度等の生体情報や後述する高周波電流の繰り返し回数等により、生体組織の凝固状態を判断可能に構成されている。また、この制御回路28で判断された生体組織の凝固状態の情報は、表示手段としての図示しないモニタや高周波焼灼電源2の筐体に設けられた図示しない液晶パネル等に表示可能である。

【0014】前記電気手術装置1を用いて患者4の生体組織4aを一对の電極3で把持し、フットスイッチ5をオンする。すると、把持した生体組織4aに高周波電流が供給される。供給された高周波電流による高周波電力は、生体組織4aを加熱する。この加熱により生体組織4aはタンパク変性し、その後生体組織4a内の水分が蒸発することで乾燥して行く。この過程で生体組織4aは凝固される。生体組織4aが乾燥した後も高周波電流を供給し続けると、生体組織4aの炭化が発生し、生体組織4aの電極3への付着が生じる。この生体組織4aの電極3への付着を防止するには、乾燥が発生した時点で高周波電流の供給を停止する必要がある。

【0015】図3に示すように生体組織4aに高周波電流を供給すると、この高周波電流による一定の高周波電力で生体組織4aが加熱され、組織温度は生体組織4aの変性、乾燥を伴い徐々に上昇してゆく。一方組織インピーダンスは、一旦減少した後に生体組織4aの乾燥に伴い急激に温度が上昇する。従来は、組織インピーダンス又は組織温度から乾燥が生じたことがわかった時点で、高周波出力を停止する等の制御を行っていた。

【0016】ここで、図4に示すように高周波電流の供給を断続的に行うと、この高周波電流による断続的な高

周波電力で生体組織4aが加熱され、一旦上昇した組織インピーダンス及び組織温度は高周波電流の停止に伴う高周波電力の停止により低下する。そして、再び高周波電流を供給すると、この高周波電流による高周波電力で生体組織4aが加熱され、再び組織インピーダンス、組織温度は上昇する。この高周波電流の出力/停止の過程を繰り返すことにより、生体組織4aの状態を変性、乾燥に止め炭化を防止しながら、多くの高周波電流が供給できる。このことにより、前述の従来の方法に比較し、より広範囲の生体組織4aを凝固することが可能となる。

【0017】このように高周波電流の供給を断続的に行い凝固が広範囲に及ぶと、各出力での組織インピーダンス及び組織温度は一回前の出力での値に比べ上昇して行く。また、各出力での組織インピーダンス及び組織温度が上昇する速度は、一回前の出力での値に比べ速くなって行く。各停止時での組織インピーダンス及び組織温度が低下する速度も、同様に速くなって行く。この性質より、凝固範囲がどの程度広がったか、判断することが可能になる。

【0018】次に図5に示すフローチャートを用いて本実施の形態の電気手術装置の動作について説明する。上述したように患者4の生体組織4aを一对の電極3で把持し、フットスイッチ5をオンする。フットスイッチ5が踏まれると、制御回路28は図5のフローチャートに従って制御を開始する。

【0019】図5に示すようにフットスイッチ5をオンすると、制御回路28はステップS1（以下、ステップを省略する）で、高周波電流の出力時における組織インピーダンスの最小値 Z_{min_n} を ∞ に、最大値 Z_{max_n} を0に、出力電力 $W1$ 、出力時間 $T1$ を予め設定された初期値に設定する。

【0020】次にS2で出力回数 N をカウンタ28bでカウントアップし、S3で高周波電流の出力を開始する。この出力開始と同時にタイマ28aがオンし、時間を計測し始める。S4でA/D変換コンバータ27を介して電流センサ25、電圧センサ26の信号を取り込み、組織インピーダンス Z_n を計算し図示しないメモリに記憶する。そして、S5～S8で順次得られる組織インピーダンス Z_n と、最小値 Z_{min_n} 及び最大値 Z_{max_n} とを比較し、これら最小値 Z_{min_n} 及び最大値 Z_{max_n} を順次補正している。

【0021】次にS9で、高周波電流を出力した時間が初期出力時間 $T1$ を超えたか否かを判断し、初期出力時間 $T1$ を超えていなければS4より同様のステップを繰り返す。一方、高周波電流を出力した時間が初期出力時間 $T1$ を超えていれば、S10で出力を例えば0.5秒等の予め定められた所定時間停止する。S11でこの所定時間が経過したか否かを判断し、経過していればS12で第2の設定値として $\Delta Z2$ 、 $W2$ 、 $T2$ を計算する。

【0022】ここで、第2の設定値 ΔZ_2 、 W_2 、 T_2 は以下に記載する関係式で設定している。

$$\Delta Z_n = (Z_{\max} - Z_{\min}) / T_n \cdots (1)$$

$$W_{n+1} = W_1 \times \Delta Z_1 / \Delta Z_n \cdots (2)$$

$$T_{n+1} = T_1 \times \Delta Z_1 / \Delta Z_n \cdots (3)$$

n : 出力回数 ($n \geq 2$)

組織インピーダンスの変化率 ΔZ_n は凝固が進むと大きくなるので、このように出力電力、出力時間を決めれば、3回目以降の出力で出力電力と出力時間を短くし、生体組織4aの炭化と電極への付着を防止できる。

【0023】そして、S12の後、S13で出力回数Nが予め定められた所定回数に達したか否かを判断し、達していなければ出力電力を W_2 、出力時間を T_2 として、S3以降の動作を繰り返す。一方、出力回数Nが所定回数に達していれば、S14で出力と停止の繰り返しを終了し、出力を停止する。尚、S3で高周波電流の出力を開始する際には、生体組織4aの電極3への付着を防止するために例えば0.1秒等の予め定められた所定時間、設定よりも大きい出力を行う。

【0024】このように制御回路28で制御を行ったときの高周波電力及び組織インピーダンスの時間に対する変化の様子を図6に示す。上述したように先ず、高周波電流の出力開始直後、生体組織4aの電極3への付着を防止するために例えば0.1秒等の予め定められた所定時間、設定よりも大きい出力を行い、予め設定された初期出力電力 W_1 による高周波電流が供給される。

【0025】初期出力電力 W_1 による高周波電流が供給されると、組織インピーダンスは Z_{\min_1} まで一旦減少した後、予め設定された初期出力時間 T_1 が経過するまで Z_{\max_1} まで上昇する。そして、高周波電流の出力は停止し、高周波電力の供給は0.5秒等の予め定められた所定時間停止する。その後、計算された第2の設定値である出力電力 W_2 による高周波電流が出力時間 T_2 を経過するまで供給され、組織インピーダンスは Z_{\min_2} から Z_{\max_2} まで上昇する。

【0026】出力時間 T_2 が経過した後、再び高周波電流の出力は停止して、高周波電力の供給が所定時間停止する。そして、次の第3の設定値である出力電力 W_3 による高周波電流が出力時間 T_3 が経過するまで供給され、組織インピーダンスは Z_{\min_3} から Z_{\max_3} まで上昇する。

【0027】このように高周波電流の出力/停止を繰り返し、出力の大きさと出力時間及び停止時間を変化させ*

$$\text{出力電力: } W_{n+1} = W_1 \times (T_{th} - T_n) / T_{th} \cdots (5)$$

$$\text{出力時間: } T_n = T_1 \times (T_{th} - T_n) / T_{th} \cdots (6)$$

尚、図10中では組織温度の閾値 T_{th} を例えば120度としている。

【0033】また、図5で説明したフローチャートのS3で高周波電流の出力を開始する際に設定よりも大きい高周波電流を出力する代わりに、図11に示すように高

ることができる。尚、設定出力の出力電力の初期値 W_1 、出力時間の初期値 T_1 、出力を停止する停止時間は、術者が任意に設定できるようにしても良い。また、組織インピーダンスの変化率が大きくなり出力時間が短くなれば、出力を停止する時間も短くて良いので、出力停止時間を例えば出力時間 $T_n \times 0.5$ 等、出力時間を基に変化させても良い。

【0028】この結果、生体組織4aの温度を炭化が発生しない範囲に保ちつつ繰り返し高周波電流を投与できるので、確実に凝固を行い、炭化、生体組織4aの電極への付着を防止できる。

【0029】尚、設定出力の出力電力及び出力時間を決める関係式は上記(1)～(3)式に限定されるものではなく、所望の凝固程度によって変えても良く、その凝固程度を図示しない操作パネルより設定可能としても良い。

【0030】図7に示すように高周波焼灼電源2bは、処置用の高周波電力が停止している際に組織インピーダンスの測定を行うための検知用高周波発生回路31と、この検知用高周波発生回路31のための検知用電源回路32とを有して構成される。

【0031】この高周波焼灼電源2bを用いた際の高周波電力及び組織インピーダンスの時間に対する変化の様子を図8に示す。この場合、高周波電流が停止した直後の組織インピーダンス Z_{\min_n} と、その次に高周波出力を行う直前の組織インピーダンス Z_{end_n} を測定し、組織インピーダンスの変化率 ΔZ を

$$\Delta Z = (Z_{\text{end}_n} - Z_{\min_n}) / T_n \cdots (4)$$

n : 出力回数 ($n \geq 2$)

としている。これにより、処置用の高周波電力によるノイズの影響を軽減して、より正確な制御を行うことができる。また、図9に示すように高周波焼灼電源2cは、患者の生体組織4aを把持する電極3側に温度センサ33を有し、この温度センサ33により得られる組織温度を用いて出力電力及び出力時間を設定するように構成しても良い。

【0032】この高周波焼灼電源2cを用いた際の高周波電力及び組織インピーダンスの時間に対する変化の様子を図10に示す。この場合、温度センサ33により得られる組織温度を T 、組織温度の閾値を T_{th} とし、組織温度 T が組織温度の閾値 T_{th} を越えないように出力電力及び出力時間を以下のように設定しても良い。

周波焼灼電源2dは、患者の生体組織4aを把持する電極3側にヒータ34を有し、このヒータ34により出力開始前に電極3を加熱するように構成しても良い。

【0034】尚、生体組織4aの性質が分かっている場合には、出力回数Nによって出力電力 W_n と出力時間 T

nを例えば、

出力電力： $W_n = W_1 / N \cdots (7)$

出力時間： $T_n = T_1 / N \cdots (8)$

と設定しても同様の効果が得られる。

【0035】（第2の実施の形態）図12ないし図15は本発明の第2の実施の形態に係り、図12は本発明の第2の実施の形態の電気手術装置に用いられる高周波焼灼電源の構成を示す回路ブロック図、図13は高周波電流と高周波電力及び生体組織の組織温度の時間に対する関係を示す第1のグラフ、図14は断続的に出力する際の高周波電流と高周波電力及び生体組織の組織温度の時間に対する関係を示す第2のグラフ、図15は図12の高周波焼灼電源の動作を説明するグラフである。

【0036】上記第1の実施の形態では電流センサ25及び電圧センサ26で計測された電流及び電圧データにより組織インピーダンスを計算し、この組織インピーダンスを用いることで制御する構成としているが、本第2の実施の形態では電流センサ25で計測した電流データのみで制御する構成としている。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態とほぼ同様であるので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0037】図12に示すように本発明の第2の実施の形態の電気手術装置に用いられる高周波焼灼電源50は、出力トランス24から出力される高周波電流を電流*

第1の出力電力： $W_{n+1} = W_1 \times \Delta I_1 / \Delta I_n \cdots (9)$

第1の出力時間： $T_{n+1} = T_1 \times \Delta I_1 / \Delta I_n \cdots (10)$

但し、 $\Delta I_n = (I_{ini} - I_{end}) / T_n \cdots (11)$

n：出力回数（ $n \geq 2$ ）

次に本第2の実施の形態の電気手術装置の動作について説明する。フットスイッチ5が踏まれると、第1の実施の形態で出力/停止を繰り返した代わりに、制御回路28は設定に従った第1の出力と、それより小さい第2の出力を図15に示すように交互に出力する。

【0040】図15に示すように各停止期間で生体組織4aを加熱しない程度の微弱な高周波電流を流すと、この微弱な高周波電流は停止期間中徐々に増加する（ $I_{ini_1} - I_{end_1}$ 、 $I_{ini_2} - I_{end_2}$ ）。凝固が広範囲に及ぶと、この微弱な高周波電流の値は、一回前の停止期間に比較し低い値となる。また、その増加の速度は、一回前の停止期間での値に比べ速くなる。この性質からも、凝固範囲がどの程度広がったか判断することが可能になる。

【0041】これにより、第1の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、電流センサ51a、51bのみで制御を行うので、装置の構成が複雑にならず、安価に実現できる。また、設定より小さい高周波電流を出力している際に測定を行うため、電流センサ51a、51bが高周波電流によるノイズの影響を受け難く正確に制御を行うことができる。尚、第2の高周波電流が小さく測定が難しい場合には、より大きい値を示す第1の出力を用

*センサ51a、51bのみで測定するように構成されている。上記第1の実施の形態で説明したように生体組織4aの凝固が進むと、それに伴い組織インピーダンスは変化する。組織インピーダンスが大きくなると高周波電流は減少するため、高周波電流は図13に示すように組織インピーダンス（図4参照）と逆の挙動を示す。

【0038】図14に示すように高周波電力の供給を断続的に行うと、各出力で組織温度の上昇に伴い高周波電流は減少していくが、高周波電力の供給停止後に再度出力を行うと、停止時間に組織温度が低下しているので再び大きい高周波電流を流すことが可能になる。更に、このように高周波電力の供給を断続的に行い凝固が広範囲に及ぶと、各出力での高周波電流は一回前の出力での値に比べ低下して行く。また、各出力での高周波電流が低下する速度は、一回前の出力での値に比べ速くなって行く。この性質より、凝固範囲がどの程度広がったかを判断することが可能となる。

【0039】第1の実施の形態で高周波電流の出力時における組織インピーダンスの最小値 Z_{min} と最大値 Z_{max} を測定した代わりに、本第2の実施の形態では第2の出力での高周波電流の初期値 I_{ini} と最終値 I_{end} を測定し、第1の出力電力及び出力時間を以下に記載する関係式で設定している。

いて、その次の第1の出力の設定と出力時間を決めても良い。

【0042】また、図7で説明したのと同様に、検知用高周波発生回路31、そのための検知用電源回路32を追加して設け、高周波電流を測定するとより正確な制御を行うことができる。この場合、高周波電流の測定は、第2の出力の際に行うのがノイズの影響を軽減できる。

【0043】また、図9で説明したのと同様に、温度センサを追加して設け、温度によって第1の出力の設定と出力時間を決定しても良い。そして、高周波電流の出力を開始する際に、第1の実施の形態と同様に、設定よりも大きい高周波電流を流す又はヒータ34を追加して生体組織4aの電極への付着を防止しても良い。

【0044】また、出力の設定の初期値、出力時間の初期値、出力を停止する期間は、術者が設定できるようにしても良く、設定出力の出力電力及び出力時間を決める関係式は本第2の実施の形態の関係式に限定されるものではなく、所望の凝固状態によって変えても良い。

【0045】尚、本発明は、上記した実施の形態にのみ限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0046】〔付記〕

（付記項1） 手術具に供給する高周波電流を発生する

高周波電流発生手段と、前記高周波電流発生手段で発生した前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、前記出力変更手段を制御して前記高周波電流が出力／停止を繰り返すように前記高周波電流の出力を可変させると共に、前記高周波電流の大きさを前記出力／停止の繰り返しに伴って変化させる制御手段と、を具備したことを特徴とする電気手術装置。

【0047】(付記項2) 前記手術具で処置される生体組織の凝固状態を判断可能な凝固状態判断手段を備え、前記高周波電流の大きさが前記凝固状態判断手段からの情報により決定されることを特徴とする付記項1に記載の電気手術装置。

【0048】(付記項3) 前記凝固状態判断手段からの情報を表示する情報表示手段を設けたことを特徴とする付記項2に記載の電気手術装置。

【0049】(付記項4) 前記凝固状態判断手段は、生体情報又は前記出力される高周波電流の繰り返し回数又はこれら両方を基に凝固状態を判断可能とすることを特徴とする付記項2に記載の電気手術装置。

【0050】(付記項5) 前記凝固状態判断手段は、前記高周波電流の出力中又は停止中に生体情報を取得可能であることを特徴とする付記項4に記載の電気手術装置。

【0051】(付記項6) 供給した高周波電流のエネルギー量により生体組織の凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項5に記載の電気手術装置。

【0052】(付記項7) 前記生体情報は、生体組織の電気パラメータ又は生体組織の温度であることを特徴とする付記項4又は5に記載の電気手術装置。

【0053】(付記項8) 前記生体の電気パラメータは、インピーダンス又は電流であることを特徴とする付記項7に記載の電気手術装置。

【0054】(付記項9) 前記生体の電気パラメータを処置用の高周波電流により測定可能であることを特徴とする付記項7又は8に記載の電気手術装置。

【0055】(付記項10) 前記生体の電気パラメータを処置用の高周波電流とは別の検知用電流で測定可能であることを特徴とする付記項7又は8に記載の電気手術装置。

【0056】(付記項11) 繰り返し出力される高周波電流の各回の出力又は各出力停止時の生体情報を基に、生体組織の凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項4～10に記載の電気手術装置。

【0057】(付記項12) 高周波電流の複数回の各出力又は各出力停止時の生体情報を基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項4～10に記載の電気手術装置。

【0058】(付記項13) 前記生体情報が、予め定められた所定値に対して大きくなるか或いは小さくなった場合に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記

項11に記載の電気手術装置。

【0059】(付記項14) 高周波電流の各出力又は各出力停止時の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つを基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項11に記載の電気手術装置。

【0060】(付記項15) 高周波電流の各出力又は各出力停止時の生体情報の初期値を基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項11に記載の電気手術装置。

【0061】(付記項16) 高周波電流の各出力又は各出力停止時の生体情報と、一回目の各出力又は各出力停止時の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項12に記載の電気手術装置。

【0062】(付記項17) 高周波電流の各出力又は各出力停止時の生体情報と、一回前の出力停止時の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項12に記載の電気手術装置。

【0063】(付記項18) 高周波電流の各出力又は各出力停止時の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つと、一回目の各出力又は各出力停止時の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つとを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項16に記載の電気手術装置。

【0064】(付記項19) 高周波電流の各出力の出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回目の出力の出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項16に記載の電気手術装置。

【0065】(付記項20) 高周波電流の各出力又は各出力停止時の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つと、一回目の出力又は出力停止時出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項17に記載の電気手術装置。

【0066】(付記項21) 高周波電流の各出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回前の出力の出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項17に記載の電気手術装置。

【0067】(付記項22) 高周波電流の各出力開始時の生体情報と、一回前の出力停止時の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項17に記載の電気手術装置。

【0068】(付記項23) 高周波電流の大きさが、再出力の度に減少することを特徴とした付記項1～22に記載の電気手術装置。

【0069】(付記項24) 前記手術具に生体組織が付着することを防止する付着防止手段を設けたことを特徴とする付記項1～23に記載の電気手術装置。

【0070】(付記項 25) 前記付着防止手段は、生体組織を把持可能な電極を加熱する加熱手段であることを特徴とする付記項 24 に記載の電気手術装置。

【0071】(付記項 26) 前記付着防止手段は、出力開始時又は停止時に高周波電流を増大させることを特徴とする付記項 24 に記載の電気手術装置。

【0072】(付記項 27) 手術具に供給する高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流発生手段で発生した前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、前記出力変更手段を制御して第 1 の出力及びこの第 1 の出力より小さい第 2 の出力で交互に出力するように前記高周波電流の出力を可変させると共に、前記高周波電流の大きさを前記第 1 の出力及び前記第 2 の出力の繰り返しに伴って変化させる制御手段と、を具備したことを特徴とする電気手術装置。

【0073】(付記項 28) 第 2 の出力で出力される高周波電流が、実質的に生体組織の温度上昇を起こさない程度の出力であることを特徴とする付記項 27 に記載の電気手術装置。

【0074】(付記項 29) 前記手術具で処置される生体組織の凝固状態を判断可能な凝固状態判断手段を備え、第 1 の出力で出力される高周波電流の大きさが、前記凝固状態判断手段からの情報で変化することを特徴とする付記項 27 又は 28 に記載の電気手術装置。

【0075】(付記項 30) 前記手術具で処置される生体組織の凝固状態を判断可能な凝固状態判断手段を備え、前記凝固状態判断手段からの情報を表示する情報表示手段を設けたことを特徴とする付記項 27 ～ 29 に記載の電気手術装置。

【0076】(付記項 31) 前記凝固状態判断手段は、生体情報又は前記出力される高周波電流の繰り返し回数又はこれら両方を基に凝固状態を判断可能とすることを特徴とする付記項 29 又は 30 に記載の電気手術装置。

【0077】(付記項 32) 前記凝固状態判断手段は、前記第 1 の高周波電流の出力中又は前記第 2 の高周波電流の出力中に生体情報を取得可能であることを特徴とする付記項 31 に記載の電気手術装置。

【0078】(付記項 33) 供給した高周波電流のエネルギー量により生体組織の凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 32 に記載の電気手術装置。

【0079】(付記項 34) 前記生体情報は、生体組織の電気パラメータ又は生体組織の温度であることを特徴とする付記項 31 又は 32 に記載の電気手術装置。

【0080】(付記項 35) 前記生体の電気パラメータは、インピーダンス又は電流であることを特徴とする付記項 34 に記載の電気手術装置。

【0081】(付記項 36) 前記生体の電気パラメータを処置用の高周波電流により測定可能であることを特徴とする付記項 34 又は 35 に記載の電気手術装置。

【0082】(付記項 37) 前記生体の電気パラメータを処置用の高周波電流とは別の検知用電流で測定可能であることを特徴とする付記項 34 又は 35 に記載の電気手術装置。

【0083】(付記項 38) 繰り返し出力される高周波電流の各回の第 1 又は第 2 の出力中での生体情報を基に、生体組織の凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 31 ～ 35 に記載の電気手術装置。

【0084】(付記項 39) 高周波電流の複数回の第 1 又は第 2 の出力中での生体情報を基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 31 ～ 35 に記載の電気手術装置。

【0085】(付記項 40) 前記生体情報が、予め定められた所定値に対して大きくなるか或いは小さくなった場合に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 38 に記載の電気手術装置。

【0086】(付記項 41) 高周波電流の各回の第 1 又は第 2 の出力中での生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つを基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 38 に記載の電気手術装置。

【0087】(付記項 42) 高周波電流の各回の第 1 又は第 2 の出力中での生体情報の初期値を基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 38 に記載の電気手術装置。

【0088】(付記項 43) 高周波電流の第 1 又は第 2 の出力時の生体情報と、一回目の第 1 又は第 2 の出力時の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 39 に記載の電気手術装置。

【0089】(付記項 44) 高周波電流の第 1 又は第 2 の出力の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つと、一回目の第 1 又は第 2 の出力の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つとを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 43 に記載の電気手術装置。

【0090】(付記項 45) 高周波電流の第 1 又は第 2 の出力の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つと、一回目の第 1 又は第 2 の出力の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つとを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 43 に記載の電気手術装置。

【0091】(付記項 46) 高周波電流の第 1 又は第 2 の出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回目の第 1 又は第 2 の出力の出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 43 に記載の電気手術装置。

【0092】(付記項 47) 高周波電流の第 1 又は第 2 の出力時の生体情報と、一回前の第 1 又は第 2 の出力時の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を

行うことを特徴とする付記項 4 3 に記載の電気手術装置。

【0093】(付記項 4 8) 高周波電流の第 1 又は第 2 の出力の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つと、一回前の第 1 又は第 2 の出力の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つとを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 4 6 に記載の電気手術装置。

【0094】(付記項 4 9) 高周波電流の第 1 又は第 2 の出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回前の第 1 又は第 2 の出力の出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 4 6 に記載の電気手術装置。

【0095】(付記項 5 0) 高周波電流の第 1 又は第 2 の出力開始時の生体情報と、一回前の第 1 又は第 2 の出力の出力停止時の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 4 6 に記載の電気手術装置。

【0096】(付記項 5 1) 前記第 1 の出力の高周波電流の大きさが、出力の度に減少することを特徴とした付記項 2 7 ～ 5 0 に記載の電気手術装置。

【0097】(付記項 5 2) 前記手術具に生体組織が付着することを防止する付着防止手段を設けたことを特徴とする付記項 2 7 ～ 5 1 に記載の電気手術装置。

【0098】(付記項 5 3) 前記付着防止手段は、生体組織を把持可能な電極を加熱する加熱手段であることを特徴とする付記項 5 2 に記載の電気手術装置。

【0099】(付記項 5 4) 前記付着防止手段は、出力開始時又は停止時に高周波電流を増大させることを特徴とする付記項 5 2 に記載の電気手術装置。

【0100】(付記項 5 5) 手術具に供給する高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流発生手段で発生した前記高周波電流を変化させて出力可能な高周波電流出力手段と、前記高周波電流を第 1 の出力値で出力し、第 1 の条件に達すると第 2 の出力値で出力し、第 2 の条件に達すると前記第 1 の出力値で出力するようにして、高周波電流を繰り返し出力すると共に、前記高周波電流の大きさを前記第 1 の出力値及び前記第 2 の出力値で出力される高周波電流の繰り返しに伴って変化させるように前記高周波電流出力手段を制御する制御手段と、を具備したことを特徴とする電気手術装置。

【0101】(付記項 5 6) 第 2 の出力値で出力される高周波電流が、実質的に生体組織の温度上昇を起こさない程度の出力であることを特徴とする付記項 5 5 に記載の電気手術装置。

【0102】(付記項 5 7) 前記手術具で処置される生体組織の凝固状態を判断可能な凝固状態判断手段を備え、第 1 の出力値で出力される高周波電流の大きさが、前記凝固状態判断手段からの情報で変化することを特徴

とする付記項 5 5 又は 5 6 に記載の電気手術装置。

【0103】(付記項 5 8) 前記手術具で処置される生体組織の凝固状態を判断可能な凝固状態判断手段を備え、前記凝固状態判断手段からの情報を表示する情報表示手段を設けたことを特徴とする付記項 5 5 ～ 5 7 に記載の電気手術装置。

【0104】(付記項 5 9) 前記凝固状態判断手段は、生体情報又は前記出力される高周波電流の繰り返し回数又はこれら両方を基に凝固状態を判断可能とすることを特徴とする付記項 5 7 又は 5 8 に記載の電気手術装置。

【0105】(付記項 6 0) 前記凝固状態判断手段は、高周波電流が前記第 1 又は第 2 の出力値で出力中に生体情報を取得可能であることを特徴とする付記項 5 9 に記載の電気手術装置。

【0106】(付記項 6 1) 供給した高周波電流のエネルギー量により生体組織の凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 6 0 に記載の電気手術装置。

【0107】(付記項 6 2) 前記生体情報は、生体組織の電気パラメータ又は生体組織の温度であることを特徴とする付記項 5 9 又は 6 0 に記載の電気手術装置。

【0108】(付記項 6 3) 前記生体の電気パラメータは、インピーダンス又は電流であることを特徴とする付記項 6 2 に記載の電気手術装置。

【0109】(付記項 6 4) 前記生体の電気パラメータを処置用の高周波電流により測定可能であることを特徴とする付記項 6 2 又は 6 3 に記載の電気手術装置。

【0110】(付記項 6 5) 前記生体の電気パラメータを処置用の高周波電流とは別の検知用電流で測定可能であることを特徴とする付記項 6 2 又は 6 3 に記載の電気手術装置。

【0111】(付記項 6 6) 繰り返し出力される高周波電流の各回の第 1 又は第 2 の出力値で出力中での生体情報を基に、生体組織の凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 5 9 ～ 6 3 に記載の電気手術装置。

【0112】(付記項 6 7) 高周波電流の複数回の第 1 又は第 2 の出力値で出力中での生体情報を基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 5 9 ～ 6 3 に記載の電気手術装置。

【0113】(付記項 6 8) 前記生体情報が、予め定められた所定値に対して大きくなるか或いは小さくなった場合に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 6 6 に記載の電気手術装置。

【0114】(付記項 6 9) 高周波電流の各回の第 1 又は第 2 の出力値で出力中での生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つを基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 6 6 に記載の電気手術装置。

【0115】(付記項 7 0) 高周波電流の各回の第 1 又は第 2 の出力値で出力中での生体情報の初期値を基に、凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項 6 6

に記載の電気手術装置。

【0116】（付記項71） 高周波電流の第1又は第2の出力値の生体情報と、一回目の第1又は第2の出力値の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項67に記載の電気手術装置。

【0117】（付記項72） 高周波電流の第1又は第2の出力値の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つと、一回目の第1又は第2の出力値の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つとを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項71に記載の電気手術装置。

【0118】（付記項73） 高周波電流の第1又は第2の出力値の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つと、一回目の第1又は第2の出力値の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つとを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項71に記載の電気手術装置。

【0119】（付記項74） 高周波電流の第1又は第2の出力値で出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回目の第1又は第2の出力値で出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項71に記載の電気手術装置。

【0120】（付記項75） 高周波電流の第1又は第2の出力値の生体情報と、一回前の第1又は第2の出力値の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項71に記載の電気手術装置。

【0121】（付記項76） 高周波電流の第1又は第2の出力値の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つと、一回前の第1又は第2の出力値の生体情報の最大値及び最小値の少なくとも一つとを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項74に記載の電気手術装置。

【0122】（付記項77） 高周波電流の第1又は第2の出力値で出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報と、一回前の第1又は第2の出力値で出力開始時及び停止時の少なくとも一方の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項74に記載の電気手術装置。

【0123】（付記項78） 高周波電流の第1又は第2の出力値で出力開始時の生体情報と、一回前の第1又は第2の出力値の出力停止時の生体情報とを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とする付記項74に記載の電気手術装置。

【0124】（付記項79） 前記第1の出力値の高周波電流の大きさが、出力の度に減少することを特徴とした付記項55～78に記載の電気手術装置。

【0125】（付記項80） 前記手術具に生体組織が

付着することを防止する付着防止手段を設けたことを特徴とする付記項55～79に記載の電気手術装置。

【0126】（付記項81） 前記付着防止手段は、生体組織を把持可能な電極を加熱する加熱手段であることを特徴とする付記項80に記載の電気手術装置。

【0127】（付記項82） 前記付着防止手段は、出力開始時又は停止時に高周波電流を増大させることを特徴とする付記項80に記載の電気手術装置。

【0128】

10 【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、確実に凝固処置を行いつつ生体組織の炭化を防止し、生体組織の電極への付着を軽減可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の電気手術装置の全体構成を説明する外観構成図

【図2】図1の高周波焼灼電源の構成を示す回路ブロック図

【図3】高周波電力と生体組織の組織温度及び組織インピーダンスの時間に対する関係を示す第1のグラフ

20 【図4】高周波電流を断続的に出力する際の高周波電力と生体組織の組織温度及び組織インピーダンスの時間に対する関係を示す第2のグラフ

【図5】図2に示される制御回路の制御の流れを示すフローチャート

【図6】図5のフローチャートに従う高周波焼灼電源の動作を説明するグラフ

【図7】第1の変形例を示す高周波焼灼電源の回路ブロック図

【図8】図7の高周波焼灼電源の動作を説明するグラフ

30 【図9】第2の変形例を示す高周波焼灼電源の回路ブロック図

【図10】図9の高周波焼灼電源の動作を説明するグラフ

【図11】第3の変形例を示す高周波焼灼電源の回路ブロック図

【図12】本発明の第2の実施の形態の電気手術装置に用いられる高周波焼灼電源の構成を示す回路ブロック図

【図13】高周波電流と高周波電力及び生体組織の組織温度の時間に対する関係を示す第1のグラフ

40 【図14】断続的に出力する際の高周波電流と高周波電力及び生体組織の組織温度の時間に対する関係を示す第2のグラフ

【図15】図12の高周波焼灼電源の動作を説明するグラフ

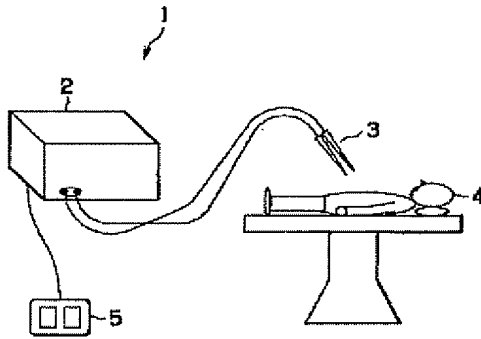
【符号の説明】

- | | |
|----|----------|
| 1 | …電気手術装置 |
| 2 | …高周波焼灼電源 |
| 3 | …電極 |
| 21 | …電源回路 |
| 22 | …高周波発生回路 |

23 …波形生成回路
 24 …出力トランス
 25 …電流センサ
 26 …電圧センサ

17

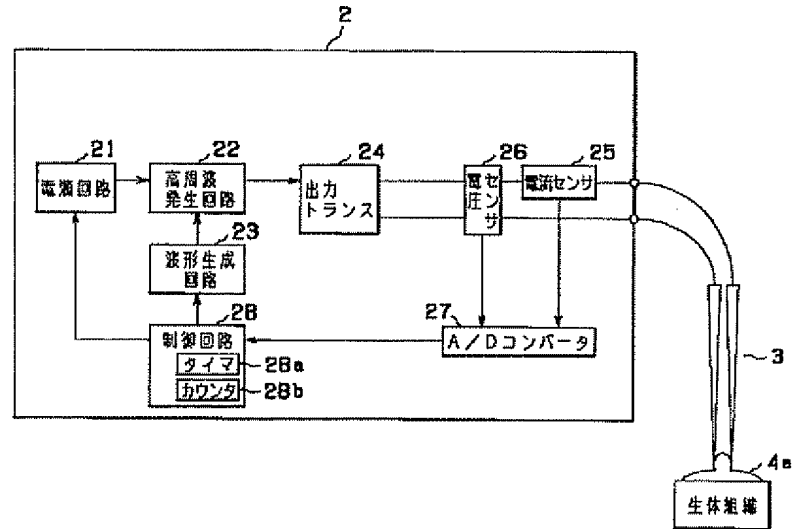
【図1】



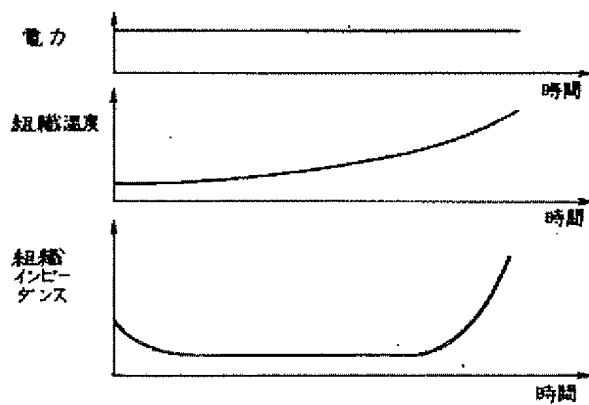
* 27 …A/Dコンバータ
 28 …制御回路
 28a …タイマ
 * 28b …カウンタ

18

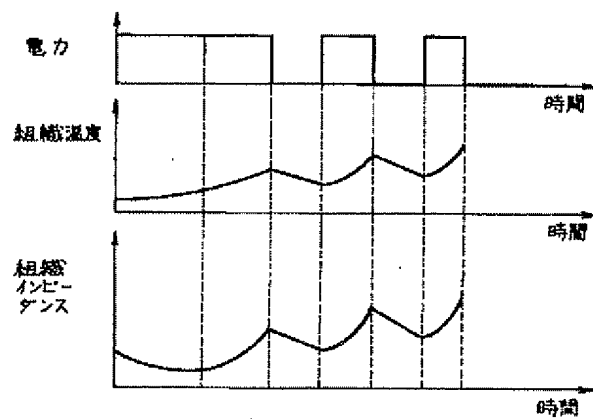
【図2】



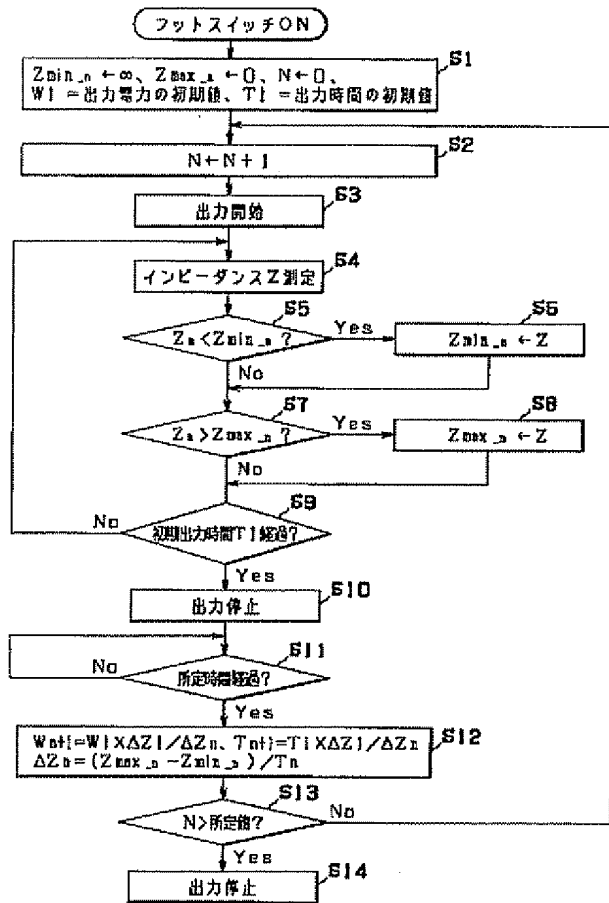
【図3】



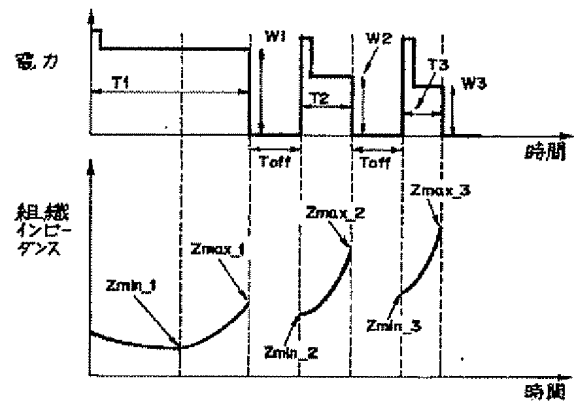
【図4】



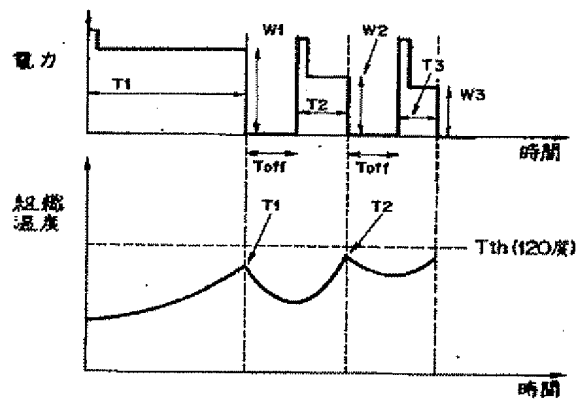
【図5】



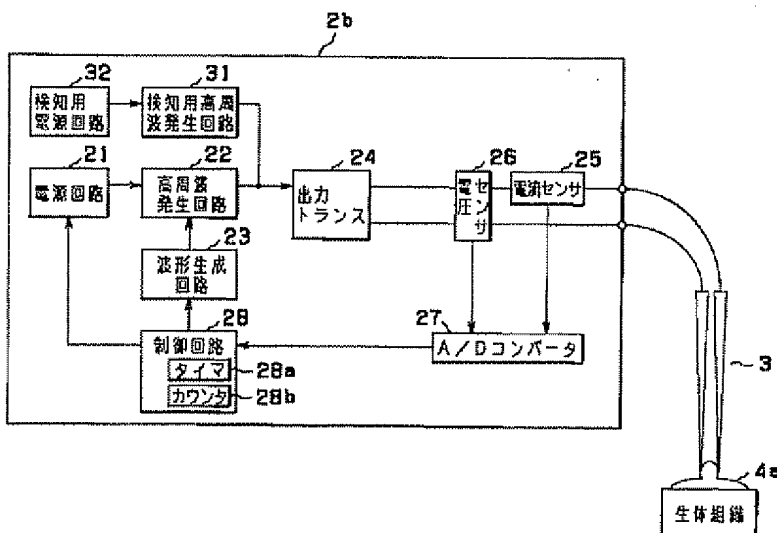
【図6】



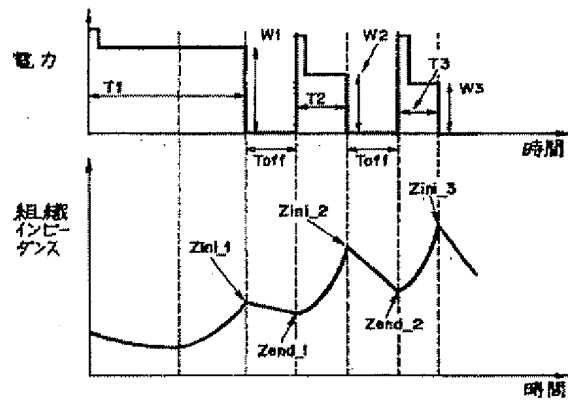
【図10】



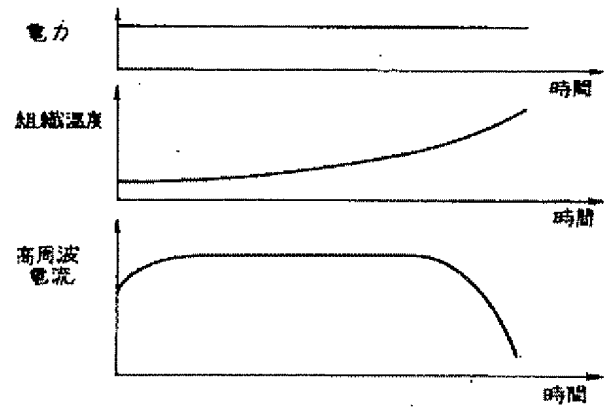
【図7】



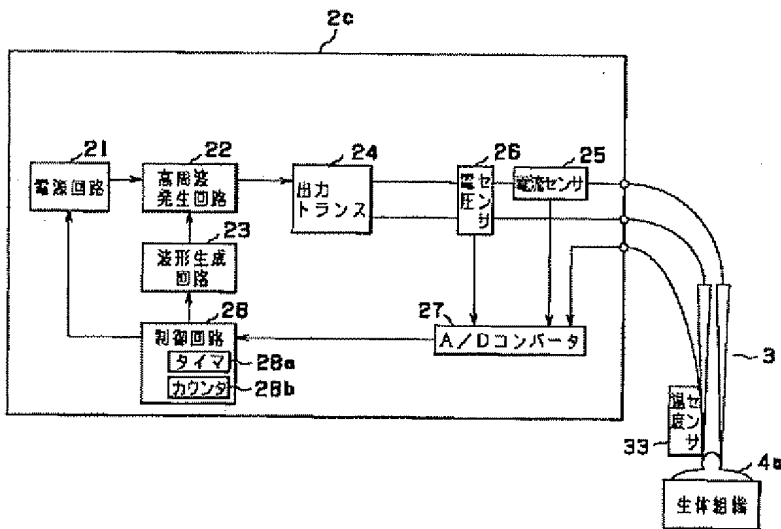
【図8】



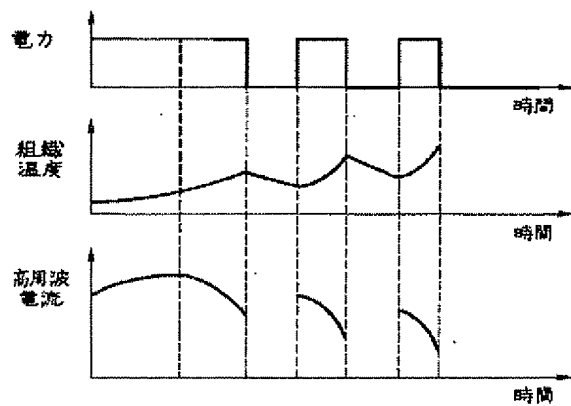
【図13】



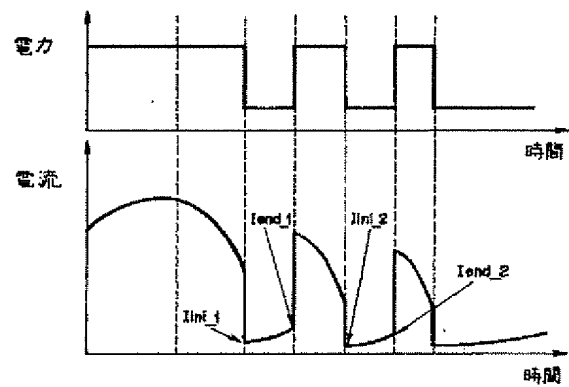
【図9】



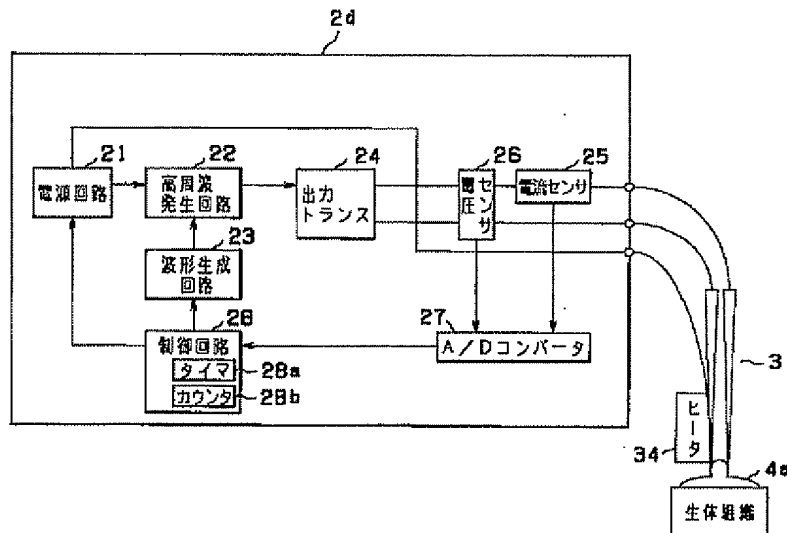
【図14】



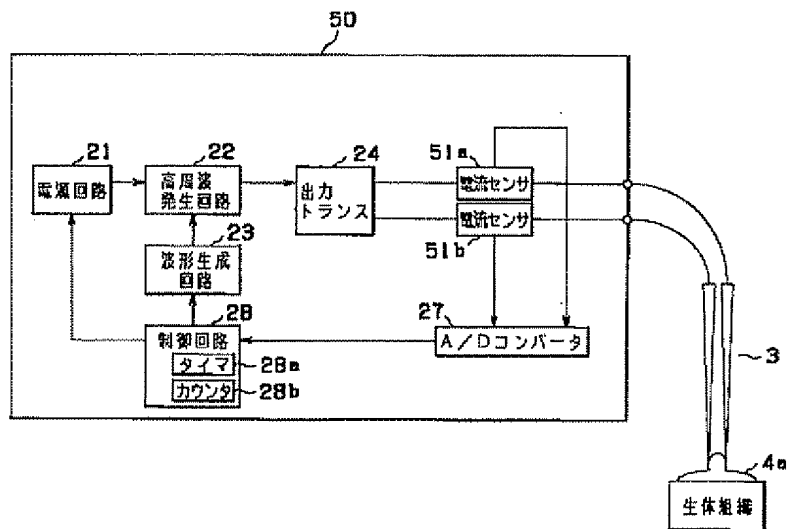
【図15】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 肘井 一也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
(72)発明者 八田 信二
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 山内 幸治
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
Fターム(参考) 4C060 KK03 KK04 KK10 KK13 KK23
KK26 KK30